

Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/DE05/000287

International filing date: 16 February 2005 (16.02.2005)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: DE

Number: 10 2004 008 675.3

Filing date: 20 February 2004 (20.02.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 29 April 2005 (29.04.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 10 2004 008 675.3

Anmeldetag: 20. Februar 2004

Anmelder/Inhaber: IMEDOS GmbH, 07751 Jena/DE;
Dr.-Ing. habil. Walthard Vilsier, 07407 Rudolstadt/DE.

(vormals: IMEDOS-Intelligente Optische Systeme der Medizin- und Messtechnik GmbH, 99423 Weimar/DE;
Dr. Walthard Vilsier, 07407 Rudolstadt/DE.)

Bezeichnung: Vorrichtung und Verfahren zur Aufnahme und Wiedergabe von Bildern eines Untersuchungsobjektes

IPC: A 61 B 3/10

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 20. April 2005
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
im Auftrag

Agurks

2222 2222 2222 2222 2222
2222 2222 2222 2222 2222
2222 2222 2222 2222 2222



~~Belegexemplar~~
Darf nicht geändert werden

Zusammenfassung

Bei einer Vorrichtung und einem Verfahren zur Aufnahme und Wiedergabe von Bildern eines Untersuchungsobjektes besteht die Aufgabe, die Bilder vom Untersuchungsobjekt mit geringer Lichtbelastung und geringem Justieraufwand aufzunehmen und weitestgehend helligkeitsunabhängige Sekundärbilder mit hoher Eignung für spektrometrische Untersuchungen des Stoffwechsels und der Mikrozirkulation am Auge sowie für das Funktionsimaging zu erzeugen, die einerseits adaptierbar an die medizinische Fragestellung sind und die Bereitstellung komplexer Sekundärbildinformationen erlauben, andererseits aber auch einfache, praktikable und ausgesprochen kostengünstige Ausführungsvarianten ermöglichen.

Es wird ein Beleuchtungssystem vorgesehen, das mindestens einen Strahlengang mit Mitteln zur gleichzeitigen Beleuchtung des Untersuchungsobjektes mit mindestens einem Referenzwellenlängenbereich und mindestens einem Informationswellenlängenbereich enthält, von denen jeder auf je einen Farbkanal eines bildgebenden Aufzeichnungssystems abgestimmt ist. Während der mindestens eine Referenzwellenlängenbereich gegenüber einer medizinisch relevanten Information zumindest annähernd invariant ist, dient der mindestens eine Informationswellenlängenbereich für den Nachweis der medizinisch relevanten Information. Das erfindungsgemäße Verfahren verknüpft die Bildwerte von Auswertefenstern oder einzelnen Bildpunkten von gleichzeitig aufgenommenen Bildern zu Sekundärbildern und Bildfolgen und generiert ortsaufgelöste dynamische Kenngrößen, die zu Funktionsbildern zusammengefasst werden.

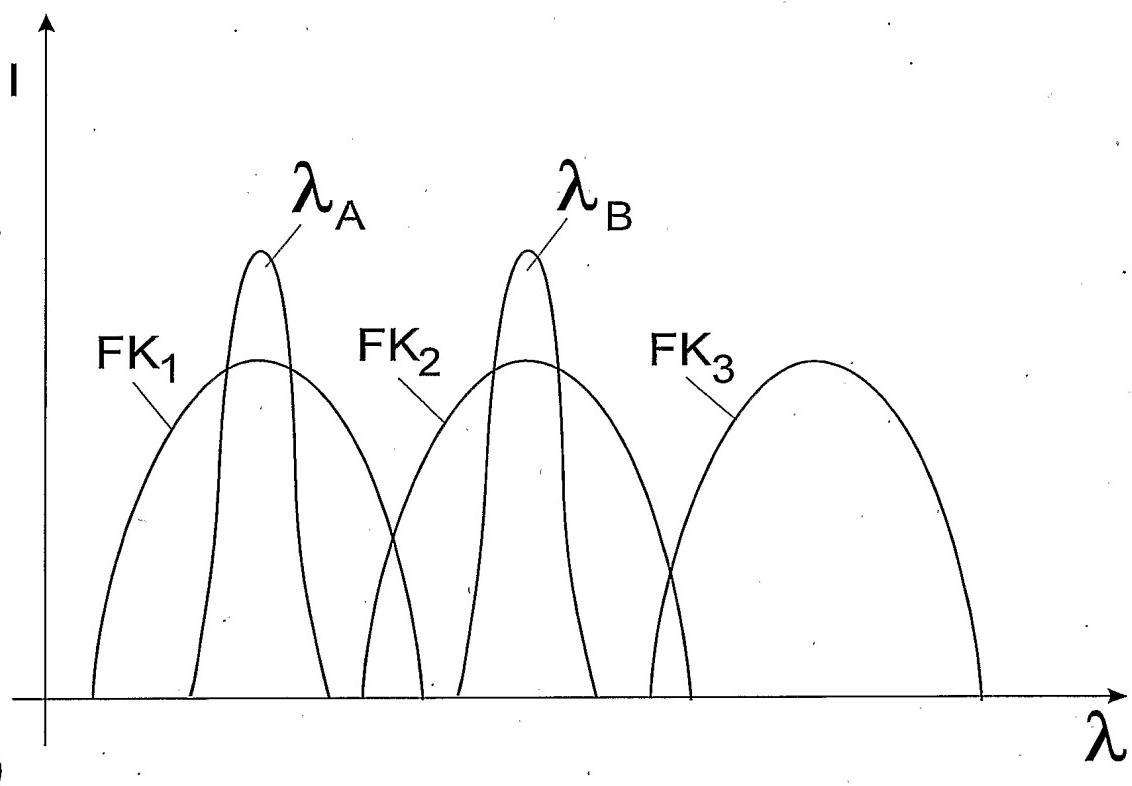


Fig. 2

Vorrichtung und Verfahren zur Aufnahme und Wiedergabe von Bildern eines Untersuchungsobjektes

Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Aufnahme und Wiedergabe von Bildern eines Untersuchungsobjektes mit einem Beleuchtungssystem, einem bildgebenden Aufzeichnungssystem und einem Steuer- und Auswerterechner.

Die Vorrichtung ist insbesondere für Messsysteme zur spektrometrischen Untersuchung des Stoffwechsel und der Mikrozirkulation geeignet, die zur Feststellung pathologischer oder therapeutischer Veränderungen am Untersuchungsobjekt örtliche oder zeitliche Unterschiede bildlich darstellen.

Ferner bezieht sich die Erfindung auf ein bildgebendes Verfahren zur Erfassung von örtlichen und/oder zeitlichen medizinisch relevanten Unterschieden von anatomischen Strukturen und funktionellen Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes, das zur Bildgebung beleuchtet und wahlweise stimuliert oder provoziert wird.

Zum signifikanten Nachweis von pathologischen oder therapeutischen Veränderungen im Verlaufe einer Erkrankung werden im Rahmen der ophthalmologischen Diagnostik unterschiedliche Methoden zur Abbildung der Netzhaut angewendet, um aus Bildsequenzen neben statischen Informationen zu einem Zeitpunkt ortsaufgelöst vor allem Ergebnisse zu dynamischen Netzhautparametern mit oder ohne zusätzliche Provokationen bzw. Stimulierungen zu gewinnen. Solche Systeme sind insbesondere Systeme zur Ermittlung spektraler zeitlicher oder örtlicher Unterschiede und Systeme zur Erfassung von Größen der Mikrozirkulation und zum Funktionsimaging

Aufgrund unterschiedlicher, nicht vergleichbarer Beleuchtungssituationen innerhalb eines Bildes (unterschiedliche örtliche Ausleuchtung) und zwischen verschiedenen Bildern, wie z. B. einer Änderung der Beleuchtungsschwerpunkte und das Auftreten von Abschattungen oder Reflexen bei unwillkürlichen Augenbewegungen, ist die für den Nachweis notwendige Erkennung von feinsten Helligkeits-, Lage- und Formveränderungen je nach Messprinzip mit einer hohen Fehlerrate behaftet, die die Messungen zum Teil nutzlos macht.

Deshalb werden bei einer bekannten Lösung gemäß der DE 38 18 278 C2 die Beleuchtungsunterschiede durch Normierung der Videosignale auf das Videosignal einer Bezugswellenlänge eliminiert. Die DE 38 18 278 C2 geht von einer Problemstellung aus, nach der methodische und subjektive Fehler bei einer Bewertung und einem Vergleich von verschiedenen, zu gleichen oder unterschiedlichen Zeiten aufgenommenen Bildern weitestgehend ausgeschaltet werden sollen. Zur direkten Darstellung von Bildveränderungen wird der Aufzeichnungsstrahlengang durch Strahlteiler in mindestens zwei Teilstrahlengänge für ein und dasselbe Bildfeld des Auges aufgeteilt und in mindestens einem Teilstrahlengang werden Mittel zur optischen Informationsselektion angeordnet.

Von Nachteil an dieser optischen Konzeption ist insbesondere der erforderliche Justieraufwand bei der Realisierung der Teilstrahlengänge, die extrem hohe Lichtbelastung des Patienten und der Umstand, dass sich aus der Konzeption keine einfachen Ausführungsvarianten ableiten lassen, woraus ein hoher Geräte- und Kostenaufwand resultiert. Zudem ist die vorgeschlagene technische Lösung für das Funktionsimaging nur eingeschränkt brauchbar.

Aufgabe der Erfindung ist es, die Bilder vom Untersuchungsobjekt mit geringerer Lichtbelastung und geringem Justieraufwand aufzunehmen und weitestgehend helligkeitsunabhängige Sekundärbilder mit hoher Eignung für spektrometrische Untersuchungen des Stoffwechsels und der Mikrozirkulation am Auge sowie für das Funktionsimaging zu erzeugen, die einerseits adaptierbar an die medizinische Fragestellung sind und die Bereitstellung komplexer Sekundärbildinformationen erlauben aber andererseits auch einfache, praktikable und ausgesprochen kostengünstige Ausführungsvarianten ermöglichen.

Diese Aufgabe wird bei einer Vorrichtung der eingangs genannten Art dadurch gelöst, dass das Beleuchtungssystem mindestens einen Beleuchtungsstrahlengang mit Mitteln zur gleichzeitigen Beleuchtung des Untersuchungsobjektes mit mindestens einem Referenzwellenlängenbereich und mindestens einem Informationswellenlängenbereich enthält, dass das bildgebende Aufzeichnungssystem mindestens zwei Farbkanäle aufweist und jeder der Referenz- und Informationswellenlängenbereiche auf je einen Farbkanal abgestimmt ist, um von diesem empfangen zu werden, und dass der mindestens eine Referenzwellenlängenbereich gegenüber einer medizinisch relevanten Information aus dem Untersuchungsobjekt zumindest annähernd invariant ist und der mindestens eine Informationswellenlängenbereich für den Nachweis der medizinisch relevanten Information vorgesehen ist.

Vorteilhafte Ausgestaltungen sind in den Unteransprüchen enthalten.

Die Abstimmung auf die Farbkanäle des z. B. als Farbkamera ausgebildeten Aufzeichnungssystems erfolgt vorzugsweise

derart, dass je ein zur Beleuchtung des Untersuchungsobjektes dienender Wellenlängenbereich einem Farbkanal zugeordnet wird.

Die vorzugsweise als bildgebende Basis für Messsysteme und für das Funktionsimaging des Stoffwechsels und der Mikrozirkulation, insbesondere der kapillären Gefäßanalyse dienende erfindungsgemäße Vorrichtung kann besonders einfach und beleuchtungsseitig mit geringem apparativen Aufwand realisiert, aber auch als Ausführungsform ausgebildet sein, die adaptiv an die medizinische Fragestellung angepasst werden kann.

Durch die beleuchtungsseitige Begrenzung der Beleuchtungsstrahlung auf spektrale Abschnitte der Beleuchtungsstrahlung wird die Beleuchtungsbelastung im Unterschied zu der DE 38 18 278 C2 erheblich reduziert.

Einem geringen apparativen Aufwand förderlich ist eine besonders vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung, bei der die Mittel zur gleichzeitigen Beleuchtung des Untersuchungsobjektes eine im Beleuchtungsstrahlengang angeordnete, wellenlängenselektive optische Filtereinrichtung zur Filterung des gesamten, für die Beleuchtung des Untersuchungsobjektes eingestrahlten Beleuchtungslichtes aufweisen. Die Filtereinrichtung kann als Schichtenfilter ausgebildet sein, dessen Schichtenaufbau mindestens zwei schmale, als Referenz- und Informationswellenlängenbereiche dienende Transmissionsbereiche realisiert. Der Schichtenfilter eignet sich besonders zur Anordnung in einem Abschnitt des Beleuchtungsstrahlenganges mit parallelem Strahlverlauf.

Somit können bekannte ophthalmologische Imagingsysteme oder herkömmliche Funduskameras bei Verwendung einer Farbkamera in besonders einfacher Weise ohne einen Aufbau getrennter

Strahlengänge und ohne Justieraufwand über den ohnehin meistens vorhandenen Filtereinschub nachgerüstet werden.

Die Mittel zur gleichzeitigen Beleuchtung des Untersuchungsobjektes können aber auch eine wellenlängenselektive optische Filtereinrichtung zur Filterung des gesamten, für die Beleuchtung des Untersuchungsobjektes eingestrahlten Beleuchtungslichtes aufweisen, die aus kreissegmentförmigen Filterbereichen zusammengesetzt und in der Aperturebene oder einer dazu konjugierten Ebene des Beleuchtungsstrahlenganges angeordnet ist. Hierbei ist es vorteilhaft, wenn die optische Filtereinrichtung aus benachbarten Gruppen von Filterbereichen besteht, und jede Gruppe die Filterbereiche für die zu selektierenden Wellenlängenbereiche enthält.

Derartige geometrisch strukturierte Filter sind vor allem bei einer Neukonzeption eines Imagingsystems oder einer Funduskamera von Vorteil.

In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung können die Mittel zur gleichzeitigen Beleuchtung des Untersuchungsobjektes mindestens zwei verschieden selektierende optische Bandpassfilter aufweisen, deren selektierte Wellenlängenbereiche die Referenz- und Informationswellenlängenbereiche bilden. Die Bandpassfilter sind in getrennten beleuchtungsseitigen Teilstrahlengängen angeordnet, die von einer gemeinsamen Beleuchtungsquelle ausgehen und zu einem gemeinsamen beleuchtungsseitigen Strahlengang zusammengeführt sind. Mindestens einer der Bandpassfilter kann als spektral durchstimmbarer Bandpassfilter ausgeführt sein, dessen Ansteuerung mit dem Steuerrechner verbunden ist.

Ein derartiger Aufbau der erfindungsgemäßen Vorrichtung gewährleistet eine adaptive Sekundärbilderzeugung, indem die

Beleuchtungsbanden vorteilhaft spektral auf die medizinische Fragestellung und die Farbkanäle der Farbkamera abgestimmt werden können, sei es durch den Austausch der Bandpassfilter oder durch die rechnergesteuerte Einstellung der spektral durchstimmhbaren Bandpassfilter. Da die beleuchtungsseitigen Teilstrahlengänge von einer gemeinsamen Beleuchtungsquelle kommen, kann auch die Intensität in den spektral unterschiedlichen Teilstrahlengängen mit bekannten Mitteln abgeglichen und für die Aufnahmebedingungen mit der Farbkamera optimiert werden.

Zur Erfindung gehört auch eine Ausführungsform, bei der die Mittel zur gleichzeitigen Beleuchtung des Untersuchungsobjektes mindestens zwei, in verschiedenen Wellenlängenbereichen abstrahlende Beleuchtungsquellen aufweisen, deren Beleuchtungslicht zur Gewährleistung gleicher geometrischer Beleuchtungseigenschaften in einem gemeinsamen, auf das Untersuchungsobjekt gerichteten Beleuchtungsstrahlengang zusammengeführt ist. Auch kann es vorteilhaft sein, wenn eine der Lichtquellen spektral durchstimmbar ist.

Weiterhin kann es vorteilhaft sein, eine in mehreren spektralen Banden abstrahlende Lichtquelle einzusetzen.

Einer optimalen Ansteuerung des bildgebenden Aufzeichnungssystems dienen geeignete Mittel zur Intensitätsabstimmung der Referenz- und Informationswellenlängenbereiche auf die Farbkanäle. Die Mittel zur Intensitätsabstimmung können für veränderbare Intensitäten ausgelegt sein und Ansteuereinheiten aufweisen, die mit dem Steuerrechner verbunden sind, so dass die

Intensitätsabstimmung zwischen den Wellenlängenbereichen während des Betriebes vorgenommen werden kann.

Vorteilhaft können als bildgebendes Aufzeichnungssystem sowohl Mehr-Chip- als auch Ein-Chip-Farbкамeras vorgesehen sein.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung kann zur Durchführung eines Funktionsimaging in vorteilhafter Weise zusätzlich mit einer Einrichtung zur Stimulation oder Provokation des Untersuchungsobjektes kombiniert werden, um dessen Zeitantworten auf biologische oder künstliche Störungen als Änderungen der Mikrozirkulation oder des Stoffwechsels zu untersuchen.

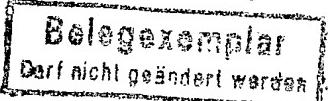
Eine besondere Ausgestaltung der Erfindung sieht deshalb vor, dass in dem Beleuchtungsstrahlengang ein mit dem Steuer- und Auswerterechner in Verbindung stehender steuerbarer optischer Lichtmanipulator angeordnet ist, mit dem der Intensitäts- und/oder Zeitverlauf eines von einer Beleuchtungsquelle kommenden Primärlichtes programmtechnisch modifiziert wird, wobei die Modifizierung in zeitlich definierter Beziehung zu den Einstellungen der Beleuchtungsquelle sowie der Bildaufnahme und Bildauswertung steht. Ein aus dem Primärlicht durch die Modifizierung erzeugtes Sekundärlicht ist schließlich zur Beleuchtung und zur wahlweisen Stimulation oder Provokation des Untersuchungsobjektes vorgesehen.

Durch die Beeinflussung der Beleuchtung mit Hilfe eines einzigen, in dem Beleuchtungsstrahlengang angeordneten Elementes lässt sich Multifunktionalität erreichen, indem das in dem Beleuchtungsstrahlengang geführte Licht in seinen Lichteigenschaften funktionsangepasst verändert wird, wodurch z. B. auf einen separaten stimulierenden Illuminator und dessen Einblendung über einen zusätzlichen Strahlengang

verzichtet werden kann. Aufgrund der beliebig programmierbaren Ansteuerung des Lichtmodulators wird entschieden, ob das Licht der Beleuchtungsquelle zur Beleuchtung bzw. zur Stimulierung dient.

Besonders vorteilhaft lässt sich die erfindungsgemäße Vorrichtung zur Durchführung eines Verfahrens zur Erfassung von örtlichen und/oder zeitlichen medizinisch relevanten Unterschieden von anatomischen Strukturen des Auges als Untersuchungsobjekt ausnutzen. Das erfolgt dadurch, dass von den anatomischen Strukturen gleichzeitig Bilder in den, zu den beleuchtungsseitig bereitgestellten Referenz- und Informationswellenlängenbereichen zugeordneten Farbkanälen aufgenommen werden. Aus den Bildern werden Sekundärbildwerte für mindestens ein störungsreduziertes Sekundärbild durch Verknüpfung der Bildwerte von in den Farbkanälen zueinander konjugierten Bildpunkten erzeugt und den anatomischen Strukturen im Bild ortsrichtig zugeordnet.

Ein derartiges Verfahren kann für jeden Farbkanal mit der Bildung eines über das Bild geführten Auswertefensters, bestehend aus, mindestens zwei benachbarten Bildpunkten verbunden sein, deren Grauwerte vor der Erzeugung der Sekundärbildwerte durch Summation oder Mittelwertbildung zu einem Fensterwert zusammengefasst werden. Die Erzeugung der Sekundärbildwerte erfolgt aus zueinander konjugierten Fensterwerten der Farbkanäle. Dabei kann das Auswertefenster entweder gleitend oder für ein bildpunktreduziertes Sekundärbild um mehr als einen Bildpunkt jeweils versetzt über das Bild geführt werden. Die Auswertefenster für die Farbkanäle können unterschiedliche Fenstergrößen besitzen, wobei die Erzeugung der Sekundärbildwerte aus Fensterwerten erfolgt, deren Fenstermittelpunkte zueinander konjugiert sind.



Eine zunehmende Zahl der Bildpunkte innerhalb des Auswertefensters ist zwar mit einer Verringerung der geometrischen Auflösung verbunden, doch erhöht sich vorteilhaft die fotometrische Auflösung. Gleichzeitig werden Fehler reduziert, die, bedingt durch geometrische Fertigungstoleranzen bei der Herstellung der fotoelektrischen Sensorflächen, aus Überdeckungsfehlern resultieren.

Vorteilhaft können durch die Anwendung der erfindungsgemäßen Verfahrensweise auch hochauflösende Ein-Chip-Farbkameras zur Anwendung kommen, da durch die Fensterbildung die erforderliche Bildpunktzuordnung zwischen den Farbkanälen verbunden mit einer Erhöhung der fotometrischen Genauigkeit und Auflösung hergestellt werden kann.

Bei einer besonders vorteilhaften Ausführung des Verfahrens wird eine Sekundärbildfolge aus nacheinander erzeugten Sekundärbildern gleicher Bildausschnitte erzeugt und zumindest temporär bis zum Ende der Auswertung gespeichert, wobei die Sekundärbildfolge mit Videonorm im kontinuierlichen Beleuchtungslicht aber auch als Blitzfolge in einer Sitzung oder in mehreren Sitzungen mit größeren Zeitabständen erzeugt sein kann. Die zu einer Bildfolge gehörenden Sekundärbilder müssen anhand der Versetzung und/oder Verrollung und/oder Verzerrung der Originalbilder örtlich zueinander ausgerichtet werden.

Die Sekundärbildfolgen sind besonders dafür geeignet, dass aus Zeitfolgen der Sekundärbildwerte gleicher Bildpunkte oder zusammengefasster Bildwerte gleicher Sekundärbildausschnitte Kenngrößen ermittelt werden, die Funktionen des Stoffwechsels, des Sehens oder der Mikrozirkulation oder zeitliche oder örtliche Änderungen zwischen den Sekundärwerten einer Sekundärbildfolge beschreiben. Indem die Sekundärwerte den

anatomischen Strukturen im Originalbild zugeordnet werden, resultieren sehr aussagefähige Funktionsbilder. In vorteilhafter Weise lassen sich mit den Sekundärbildfolgen auch provozierte oder stimulierte Änderungen des Stoffwechsels, des Sehens oder der Mikrozirkulation aufzeichnen.

Zu den zahlreichen, mit dem erfindungsgemäßen Verfahren bestimmaren Kenngrößen für ein Funktionsimaging gehören z.

B. :

- das örtliche kapillare Pulsvolumen des Blutes
- örtliche kritische Perfusionsdrucke bei Intraokulardruckprovokation)
- Blutvolumen- Atrophie-, ischämische Bereiche (avaskuläre Zonen ohne Fluoreszenzangiogramm) und
- Dilatationsfähigkeit und -dynamik des örtlichen Kapillarblutes auf Flickerprovokation
- Dilatations- und Konstriktionsfähigkeit und Dynamik von Blutgefäßen auf andere Gefäßprovokationen bzw. Stimulierungsreize
- Ausmaß und Dynamik funktionell bedingter spektraler Veränderungen nach Stimulierung oder Provokation der Sehfunktion und des Stoffwechsels.

Kenngrößen, die das Ausmaß und die Dynamik der Änderungen der örtlichen Sauerstoffsättigung als Antwort auf Provokation oder Stimulierung von Stoffwechsel, Durchblutung oder/ und Sehfunktion beschreiben.

Das mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung durchführbare Verfahren kann weiterhin derart ausgestaltet sein, dass während der Erzeugung der Sekundärbildfolgen die Referenz- und Informationswellenlängenbereiche durch manuellen Wechsel der wellenlängenselektiven optischen Filtereinrichtung oder durch

die Ansteuerung der spektral durchstimmbaren Bandpassfilter geändert werden.

Schließlich ist es auch möglich, dass während der Erzeugung der Sekundärbildfolgen die Abstimmung der Intensitäten der Referenz- und Informationswellenlängenbereiche manuell oder durch den Steuerrechner erfolgt, indem aus den Grauwerten der Farbkanäle oder aus den Sekundärbildwerten Rückkopplungssignale gebildet werden, die die Abstimmung der Intensitäten steuern und optimieren.

Durch die Abstimmung der spektralen Charakteristik der Transmissionswellenlängen lassen sich z. B. zeitliche und örtliche Änderungen des Blutvolumens, der Sauerstoffsättigung oder verschiedener Stoffkonzentrationen, wie Pigmente darstellen. Über die Sekundärbilder mehrerer Einzelaufnahmen mit jeweils gleicher Referenzwellenlänge aber verschiedenen Informationswellenlängen können in bekannter Weise auch verschiedene, sich spektral überlappende Stoffkonzentrationen bzw. Schichtdicken bestimmt und in einem Bild falschfarbenkodiert dargestellt werden, wie z. B. die Sauerstoffsättigung. Dabei werden vorzugsweise mehr als 2 Wellenlängenbereiche verwendet, die zu einem komplexen Sekundärbild verrechnet werden.

Zur Heraushebung von örtlichen Veränderungen in den Sekundärbildern können übliche Verfahren der Bildanalyse auf das Sekundärbild angewendet werden, wie z. B. Differenzbildungen, Schwellwerttechniken oder Falschfarendarstellungen oder Partikelverfolgungstechniken zur Bestimmung von Partikelgeschwindigkeiten bzw. deren Vektorfelder.

Aus den Sekundärbildfolgen lassen sich das Pulsvolumen, die Pulsform, die Pulsphasenverschiebung, die Zellengeschwindigkeit und der Geschwindigkeitsvektor sowie der Zellenfluss in Abhängigkeit vom Bildort ermitteln und zu Messwertbildern (Messwertmapping) zusammenstellen.

Die obenstehende Aufgabe wird ferner erfindungsgemäß durch ein Verfahren der eingangs genannten Art gelöst, bei dem das Untersuchungsobjekt gleichzeitig mit mindestens zwei Wellenlängenbereichen einer Beleuchtungsstrahlung beleuchtet wird, die auf je einen Farbkanal einer zur Aufnahme der Bilder dienenden Farbkamera abgestimmt sind, wobei einer der Wellenlängenbereiche gegenüber einer medizinisch relevanten Information zumindest annähernd invariant ist und ein anderer für den Nachweis der medizinisch relevanten Information vorgesehen ist, und bei dem aus mindestens zwei Bildern von den anatomischen Strukturen mindestens ein Sekundärbild erzeugt wird, indem aus Bildwerten von Bildpunkten, die in den Farbkanälen zueinander konjugiert sind, Sekundärbildwerte erzeugt werden, die den anatomischen Strukturen in einem der Bilder ortsrichtig zugeordnet werden.

Ein derartiges Verfahren kann für jeden Farbkanal mit der Bildung eines über das Bild geführten Auswertefensters bestehend aus mindestens zwei benachbarten Bildpunkten verbunden sein, deren Grauwerte vor der Erzeugung der Sekundärbildwerte durch Summation oder Mittelwertbildung zu einem Fensterwert zusammengefasst werden. Die Erzeugung der Sekundärbildwerte erfolgt aus zueinander konjugierten Fensterwerten der Farbkanäle. Dabei kann das Auswertefenster entweder gleitend oder für ein bildpunktreduziertes Sekundärbild um mehr als einen Bildpunkt jeweils versetzt über das Bild geführt werden. Die Auswertefenster für die Farbkanäle können unterschiedliche Fenstergrößen besitzen,

wobei die Erzeugung der Sekundärbildwerte aus Fensterwerten erfolgt, deren Fenstermittelpunkte zueinander konjugiert sind. Dabei kann das Auswertefenster, wie bereits ausgeführt, entweder gleitend oder für ein bildpunktreduziertes Sekundärbild um mehr als einen Bildpunkt jeweils versetzt über das Bild geführt werden.

Eine bevorzugte Verknüpfung der Bildwerte zueinander konjugierter Pixel oder Auswertefenster zwischen den Farbkanälen ist die Division, die zu helligkeitsunabhängigen Sekundärbildern führt.

Die Erfindung soll nachstehend anhand der schematischen Zeichnung näher erläutert werden. Es zeigen:

Fig. 1 eine vereinfachte Darstellung des Aufbaus einer ersten Ausführung der erfindungsgemäßen Vorrichtung

Fig. 2 die Lage selektierter Wellenlängenbereiche in den Farbkanälen, wenn die beleuchtungsseitig bereitgestellten Wellenlängenbereiche hinsichtlich einer farblichen Übereinstimmung auf die Farbkanäle abgestimmt sind

Fig. 3 einen aus kreissektorförmigen Filterbereichen mit unterschiedlichen Filtereigenschaften zusammengesetzten, geometrisch strukturierten Filter

Fig. 4 die erfindungsgemäße Vorrichtung gemäß Fig. 1 mit einer zusätzlichen Einrichtung zur Stimulation oder Provokation des Untersuchungsobjektes

Fig. 5 eine dritte Ausführung der erfindungsgemäßen Vorrichtung in einer vereinfachten Darstellung

Fig. 6 eine vierte Ausführung der erfindungsgemäßen Vorrichtung in einer vereinfachten Darstellung

Das erste Ausführungsbeispiel stellt eine einfache und ausgesprochen kostengünstige erfindungsgemäße Ausführung zur Helligkeitsunabhängigen Darstellung des Blutvolumens dar. Die Vorrichtung besteht aus den Elementen einer beliebigen Netzhautkamera, wobei in einen gemeinsamen Beleuchtungsstrahlengang 1 eines Beleuchtungssystems, das mindestens eine Beleuchtungsquelle 2 enthält, ein erfindungsgemäß Filter 13 eingebracht wird, das erfindungsgemäß auf eine elektronische Farbkamera 8 spektral, wie nachfolgend noch beschrieben, abgestimmt ist. Die elektronischen Bilder werden einer Steuer- und Auswerteeinheit, wie z. B. einem Steuer- und Auswerterechner 9 zugeführt, der der Erzeugung von Sekundärbildern und Funktionsbildern sowie deren Präsentation und vorteilhafter auch deren patientenbezogenen Speicherung dient. Die anderen Elemente in Fig. 1, die den Beleuchtungsstrahlengang 1 und den Aufzeichnungsstrahlengang 4 bilden, sind von der Netzhautkameratechnik her bekannt. Zu den Elementen gehört unter anderem ein Lochspiegel 3, durch dessen zentrale Öffnung ein Aufzeichnungsstrahlengang 4 verläuft. Über einen, die zentrale Öffnung umschließenden Bereich ist das Beleuchtungslicht durch hier nicht dargestellte optisch abbildende Elemente auf das Untersuchungsobjekt, hier den Augenhintergrund 5 gerichtet. Vom Augenhintergrund 5 reflektiertes Licht gelangt über den Aufzeichnungsstrahlengang 4 und über wiederum nicht dargestellte optisch abbildende Elemente zu einem bildgebenden Aufzeichnungssystem, wofür im

vorliegenden Ausführungsbeispiel die Farbkamera 8 vorgesehen ist, deren Kamerasteuerung mit der zentralen Steuer- und Auswerteeinheit, insbesondere dem Steuer- und Auswerterechner 9 verbunden ist. Auch ein Netzteil 12, welches zur Stromversorgung der beiden Beleuchtungsquellen 2 und 7 dient, ist mit dem Steuer- und Auswerterechner 9 verbunden und ebenso entsprechende Kippsspiegelansteuerungen.

Es ist für die Erfindung unerheblich, ob nur eine kontinuierliche Beleuchtungsquelle 2 oder nur eine Blitzbeleuchtungsquelle 7 vorgesehen oder ob die beiden Quellen, wie in Fig. 1, gemeinsam verwendet werden, ebenso auch deren Einkopplung in den gemeinsamen Beleuchtungsstrahlengang 1, die in diesem Fall über einen Klappspiegel 6 in klassischer Weise erfolgt. Auch ein weiterer Aufzeichnungsstrahlengang mit einer weiteren Kamera 10, die über einen Kippsspiegel 11, dessen Ansteuerung ebenfalls rechnergesteuert ist und je nach der Untersuchungsaufgabe alternativ zur Bildaufnahme mit der Farbkamera 8 bereitgestellt werden kann, ist für die Erfindung nicht zwingend erforderlich.

Die Bilder der Farbkanäle der Referenz- und Informationswellenlängenbereiche werden dem erfindungsgemäßen Verfahren entsprechend zu Sekundärbildern verarbeitet. Dazu werden in den einzelnen Kanälen jedes Farbbildes Auswertefenster gebildet, deren Bildwerte zu einem Fensterbildwert aufsummiert werden. Die zueinander konjugierten Fensterbildwerte der Bilder in den einzelnen Farbkanälen eines gleichzeitig aufgenommenen Farbbildes werden durcheinander dividiert und ergeben Sekundärbildwerte, die bildrichtig zu Sekundärbildern zusammengesetzt werden. Dazu werden die Auswertefenster über die Bilder geführt. Für die Erfindung ist es dabei zunächst unerheblich, wie groß die

Auswertefenster sind und wie die Fensterwerte und die Sekundärbildwerte berechnet werden, da diese Berechnung entsprechend der Applikation sehr unterschiedlich sein kann. Unterschiedliche Applikationsprogramme legen die Berechnungsvorschriften und Fenstergrößen entsprechend der medizinischen Fragestellung fest. Die Bildung der beschriebenen Quotientenbilder aus den Fensterwerten stellt eine vorteilhafte Ausführung dar, die zu helligkeitsunabhängigen Sekundärbildern führt. Über den Klappspiegel 6 lassen sich wahlweise kontinuierliche Bildfolgen mit der kontinuierlichen Beleuchtungsquelle 2 oder geblitzte Farbbilder aufnehmen, aus denen man diskontinuierliche Sekundärbildfolgen oder Einzelsekundärbilder oder kontinuierliche Sekundärbildfolgen erzeugen kann.

Die Auswertung einzelner geblitzter Sekundärbilder kann zur Darstellung örtlicher Änderungen des Blutvolumens eingesetzt werden, z. B. zum Auffinden avaskulärer Bereiche am Augenhintergrund oder ischämischer Bereiche auf der Papille. Da die Sekundärbilder von der Helligkeit unabhängig sind, kann dieses Ausführungsbeispiel benutzt werden, um pathologische oder therapeutische Verlaufsveränderungen zwischen verschiedenen Sitzungen mit hoher Reproduzierbarkeit zu quantifizieren bzw. zu dokumentieren. Beispiele sind die Früherkennung beginnender Papillenabblassung bzw. Quantifizierung atrophischer Papillenveränderungen und deren Veränderungen, wie z.B. beim Glaukom.

Geblitzte oder kontinuierliche Bildfolgen

Eine weitere Anwendungsmöglichkeit ist die Aufnahme geblitzter oder kontinuierlicher Bildfolgen für das Funktionsimaging. Dabei werden die Zeitverläufe einzelner oder zusammengefasster Sekundärbildwerte aus den Bildfolgen ausgewertet und klinisch relevante

Belegatlas

Darf nicht geändert werden

Kenngrößen der Zeitverläufe berechnet, die dann wieder bildrichtig in Funktionsbildern zusammengefasst dargestellt werden. Solche Kenngrößen werden vorteilhaft derart gebildet, dass sie Funktionen beschreiben. So kann man die Pulsamplitude von kapillären, prä- und postkapillären Netzhautgefäßchen und deren Änderungen vor und nach Ereignissen oder Provokationen oder im Krankheits- oder Therapieverlauf bestimmen und örtlich aufgelöst in einem Funktionsbild zusammenstellen. Dazu kann es von Vorteil sein, die erfindungsgemäße Vorrichtung mit einer Provokationsmethode zu kombinieren, wie z.B. mit einem Ophthalmico-Okulo-Dynamometer zur Erhöhung des Intraokulardruckes mittels Saugnapf. Avaskuläre Kapillarzonen, die man sonst nur mittels invasiver Fluoreszenzangiografie bestimmen kann, werden nunmehr nichtinvasiv erkennbar und in den Funktionsbildern örtlich abgrenzbar. Stellt man die Pulsamplituden während Intraokulardruckerhöhung beim Glaukom oder bei provoziertem (künstlicher) Erhöhung dar, kann man kritische Perfusionsdrücke anhand zusammenbrechender Pulsationsamplituden in ihrer örtlichen Zuordnung und Abgrenzung darstellen und u.a. auch die Erfassung von Hirndruckwerten objektivieren.

Gemäß der Erfindung ist ausgehend von der spektralen Charakteristik der Farbkamera 8 in den Beleuchtungsstrahlengang 1 ein Filter 13 eingesetzt, das zur gleichzeitigen farblich unterschiedlichen Beleuchtung des Untersuchungsobjektes mindestens zwei Wellenlängenbereiche λ_i ($i = A, B, C$) als Referenz- und Informationswellenlängenbereiche erzeugt, von denen jeder auf einen der Farbkanäle FK_j ($j = 1, 2, 3$) der Farbkamera 8 hinsichtlich einer farblichen Übereinstimmung entsprechend Fig. 2 abgestimmt ist.

Sofern keine eindeutige Zuordnung der Wellenlängenbereiche λ_i zu den Farbkanälen FK_j möglich ist, und ein Farbkanal FK_j Farbsignalanteile aus einem nichtzugeordneten Wellenlängenbereich λ_i empfängt, lassen sich Fehlinterpretationen infolge dieser Bereichsüberschneidungen durch Hinzunahme eines weiteren Wellenlängenbereiches λ_i vermeiden.

Als optische Filter 13 eignen sich Schichtenfilter, wie Dualbandpassfilter bis hin zu Triplebandpassfilter oder ein aus kreissektorförmigen Filterbereichen KS mit unterschiedlichen spektralen Filtereigenschaften zusammengesetzter, geometrisch strukturierter Filter, dessen Kreissektoren gleiche oder unterschiedliche Sektorflächeninhalte aufweisen können.

Während erstere besonders zur nachträglichen Integration bevorzugt in einem Abschnitt mit parallelem Strahlenverlauf im Beleuchtungsstrahlengang 1 von bereits aufgebauten Systemen geeignet sind, besitzen die Kreissektorfilter mit geometrischer Farbzusammensetzung den Vorteil der einfachen Herstellbarkeit ohne aufwändige Schichtenberechnung. Auch können mit diesen Filtern die Intensitäten der zur Beleuchtung vorgesehenen Wellenlängenbereiche λ_i auf einfache Weise über die Größe der Sektorflächen gesteuert werden. Voraussetzung für die beabsichtigte Bandpassfilterwirkung der Kreissektorfilter ist jedoch, dass diese in der Nähe der Aperturebene angeordnet werden, wodurch das durch den Filter 13 hindurchtretende Beleuchtungslicht gefiltert auf das gesamte Bildfeld gebracht wird, ohne dass eine Abbildung der Farben, hier auf den Augenhintergrund 5, erfolgt.

Ferner sollten die kreissektorförmigen Filterbereiche KS entsprechend der vorgesehenen Anzahl der Wellenlängenbereiche

λ_i abwechselnd in einem möglichst feinen Raster angeordnet sein (Fig. 3). Die Filterbereiche KS sind dazu entsprechend der Anzahl der Wellenlängenbereiche λ_i in Gruppen G zusammengefasst, die zueinander benachbart angeordnet sind. Im einfachsten Fall von zwei Wellenlängenbereichen λ_A und λ_B wechseln sich zwei verschiedene Filterbereiche KS (λ_A) und KS (λ_B) einander ab. Entsprechend handelt es sich bei drei Wellenlängenbereichen λ_A , λ_B und λ_C um Dreiergruppen.

Dadurch können Fehlmessungen vermieden werden, wenn es durch Dezentrierung der Vorrichtung zu einer relativen Verschiebung der Eintrittspupille gegenüber dem Untersuchungsobjekt kommt. Bei großflächiger Verteilung der filternden Kreissektoren besteht die Gefahr, dass unterschiedliche Farbanteile unterschiedliche Bereiche des Untersuchungsobjektes überlagern, wodurch gravierende Fehler beim Nachweis der Intensitätsverhältnisse auftreten können.

Die Kreissektorfilter besitzen weiterhin den Vorteil, dass mit der Größe der Sektorflächen relativ zueinander die Intensität der Wellenlängenbereiche λ_i in weiten Bereichen gesteuert werden kann. Es kann Gleichheit der Intensitäten, aber auch, wenn der Augenhintergrund 5 als Untersuchungsobjekt es erfordert, ein Intensitätsunterschied hergestellt werden.

Dieser Effekt kann bei den Schichtenfiltern erreicht werden, wenn im Beleuchtungs- oder im Aufzeichnungsstrahlengang 1 oder 4 zusätzliche Mittel zur wellenlängenbereichsabhängigen Intensitätsabschwächung, wie z. B. Kantenfilter zum selektiven Abgleich vorgesehen sind.

Gemäß der Erfindung können als Farbkameras sowohl Mehr-Chip- als auch Ein-Chip-Farbkameras verwendet werden.

Ein-Chip-Farbkameras, bei denen Mosaikfilter rot-, grün und blauempfindliche Pixel auf dem CCD-Element definieren und ein Farbbildpunkt aus einer Kombination von grün-, rot- und blauempfindlichen Pixeln besteht, sind dann als Farbkameras für die Anwendung der Erfindung geeignet, wenn die Größe eines Farbbildpunktes der Größe der kleinsten nachzuweisenden bzw. zu verarbeitenden Struktur entspricht.

Dabei haben Ein-Chip-Farbkameras zum Einen den Vorteil, preisgünstig zu sein. Andererseits verfügen sie über eine wesentlich höhere Anzahl von Pixeln im Vergleich zu Mehr-Chip-Farbkameras, wodurch die Möglichkeit besteht, durch Verringerung der vorhandenen hohen geometrischen Auflösung erforderlichenfalls eine hohe fotometrische Auflösung zu erzielen, indem mehrere Farbbildpunkte zu einem fotometrischen Messpunkt durch Summation oder Mittelung über diese Farbbildpunkte zusammengefasst werden. Voraussetzung ist, dass die Farbanteile der im Untersuchungsobjekt vorhandenen Strukturen aufgrund einer stochastischen Verteilung richtig wiedergegeben werden. Auf diese Weise lässt sich eine fotometrische Auflösung erzielen, die für ein kapillares Funktionsimaging geeignet ist.

In einer zweiten Ausführung der Erfindung ist gemäß Fig. 4 in dem gemeinsamen Beleuchtungsstrahlengang 1 zusätzlich zum Filter 13 ein mit einem elektronischen Ansteuermodul 14 verbundener steuerbarer optischer Lichtmanipulator 15 angeordnet, wobei das Ansteuermodul 14 eine Schnittstelle zu dem Steuer- und Auswerterechner 9 aufweist.

Der programmtechnisch auf vielfache Weise steuerbare Lichtmanipulator 15 stellt ein für sämtliche Beleuchtungsquellen zur Verfügung stehendes gemeinsames Element dar, das durch Modifizierung primären Lichtes, hier

der kontinuierlich abstrahlenden Beleuchtungsquelle 2 und der Blitzbeleuchtungsquelle 7, Sekundärlicht erzeugt, welches entsprechend der programmierten Ansteuerung des Lichtmodulators 15 zur Beleuchtung und/oder wahlweise zur Stimulierung oder Provokation dient.

Somit lässt sich durch die Beeinflussung der Beleuchtung mittels eines einzigen, in dem Beleuchtungsstrahlengang angeordneten Elementes Multifunktionalität erreichen, indem das in dem Beleuchtungsstrahlengang geführte Licht in seinen Lichteigenschaften funktionsangepasst verändert wird.

Bei der in Fig. 5 dargestellten Ausführung der erfundungsgemäßen Vorrichtung ist dem Beleuchtungsstrahlengang 1 eine Strahlaufteilung vorangestellt, mit der das Beleuchtungslight durch Spektralteiler 16 zu gleichen Anteilen in Teilstrahlengänge TS getrennt und anschließend durch Spektralteiler 17 wieder vereint wird. Durch die spektrale Aufteilung weist das Beleuchtungslight in den Teilstrahlengängen TS unterschiedliche spektrale Eigenschaften auf, die durch in den Teilstrahlengängen TS angeordnete Bandpassfilter 18, 19, 20 auf je einen der Farbkanäle FK_j ($j = 1, 2, 3$) der Farbkamera 8 hinsichtlich einer farblichen Übereinstimmung entsprechend Fig. 2 abgestimmt sind.

Die Bandpassfilter 18, 19, 20 können entweder feste spektral selektierende Eigenschaften aufweisen und austauschbar sein oder aber sie sind als spektral durchstimmbare Bandpassfilter ausgebildet, deren Ansteuerungen mit dem Steuer- und Auswerterechner 9 verbunden sind. Aufgrund der daraus resultierenden Durchstimmbarkeit der Spektralbereiche während des Betriebes der erfundungsgemäßen Vorrichtung lassen sich Bildfolgen mit spektral verschiedenen Filterkombinationen aufnehmen.

Belegexemplar
Darf nicht geändert werden

Ferner sind in den Teilstrahlengängen TS Mittel zur Intensitätsabstimmung in Form von abschwächenden Filtern 21, 22, 23 angeordnet, mit denen die spektral unterschiedlichen Teilstrahlen auf die Farbkanäle FK_j der Farbkamera abgestimmt werden können, so dass diese im näherungsweise gleichen Grauwertbereich liegen. Auch die Intensitätsabstimmung kann über den Steuer- und Auswerterechner 9 steuerbar sein, wofür die Ansteuerungen der Filter 21, 22, 23 mit diesem verbunden sind. Die Filter 21, 22, 23 können aber auch feste Einstellungen aufweisen und austauschbar sein.

Bei der in Fig. 6 dargestellten Ausführung der erfindungsgemäßen Vorrichtung wird über Einkoppelspiegel 24, 25, 26 Beleuchtungslicht von spektral unterschiedlich abstrahlenden Beleuchtungsquellen 2', 2'', 2''' zur Gewährleistung gleicher geometrischer Beleuchtungseigenschaften in den auf das Untersuchungsobjekt gerichteten Beleuchtungsstrahlengang 1 eingekoppelt. Die Beleuchtungsquellen 2', 2'', 2''' sind über den Steuer- und Auswerterechner 9 ansteuerbar, indem deren Netzteil 12 mit letzterem verbunden ist. Dabei können die Lichtquellen sowohl als kontinuierliche oder im Blitzbetrieb arbeitende Lichtquellen sein.

Erfindungsgemäß kann dann durch eine Ablaufsteuerung im Wechsel mittels Lichtmanipulator 15 stimuliert und anschließend oder während der Stimulierung die erfindungsgemäße Beleuchtung und Aufzeichnung wie beschrieben erfolgen.

Vorteilhafterweise kann man eines oder mehrere der Elemente über den Steuer- und Auswerterechner 9 ansteuerbar gestalten. Dazu gehören die Spektralteiler 16, 17 aus Fig. 5 oder die Einkoppelspiegel 24 bis 26, die dann als Klappspiegel ausgebildet sind. Der Vorteil besteht darin, dass man das

vorgesehene Stimulierungslicht und das Aufzeichnungslicht unterschiedlich zusammensetzen kann. Diese erhebliche Erweiterung der Applikationsmöglichkeiten durch Variation der Spektralbereiche wird noch durch die Ausführung von mindestens einem Filter als steuerbaren Spektralfilter erhöht. Erfindungsgemäß kann eine Rückkopplung zwischen Signalen der Farbkamerakanäle zur Einstellung der lichtabschwächenden Filter 21, 22, 23 hergestellt werden, über die sich die Spektralanteile für eine optimale Kameraaussteuerung, die individuellen Messbedingungen und Patientenaugeneigenschaften berücksichtigend optimieren lassen. Bekannt ist der Einsatz von Filtern zur Abstimmung bzw. Optimierung einzelner Farbkanäle, wie z.B. der Einsatz von Farbglasfiltern zur Reduzierung des Infrarot-/Rotanteiles. Der Einsatz von elektronisch steuerbaren intensitätsschwächenden Elementen in den Farbkanälen, mit denen während des Betriebes der Vorrichtung die Farbabstimmung geändert werden kann, hat den Vorteil, optimale Einstellungen für unterschiedliche Fundusbereiche (Papille, Makula und restliche Fundusbereiche) nacheinander zu erzielen, je nach Fragestellung der Untersuchung. Der Vorteil der letzten Ausführungsbeispiele gegenüber dem einfachen Beispiel nach Fig. 1 besteht in der hohen funktionellen und individuellen Adaptivität der erfundungsgemäßen Lösung.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Aufnahme und Wiedergabe von Bildern eines Untersuchungsobjektes mit einem Beleuchtungssystem, einem bildgebenden Aufzeichnungssystem und einem Steuer- und Auswerterechner, dadurch gekennzeichnet, dass das Beleuchtungssystem mindestens einen Beleuchtungsstrahlengang mit Mitteln zur gleichzeitigen Beleuchtung des Untersuchungsobjektes mit mindestens einem Referenzwellenlängenbereich und mindestens einem Informationswellenlängenbereich enthält, dass das bildgebende Aufzeichnungssystem mindestens zwei Farbkanäle aufweist und jeder der Referenz- und Informationswellenlängenbereiche auf je einen Farbkanal abgestimmt ist, um von diesem empfangen zu werden, und dass der mindestens eine Referenzwellenlängenbereich gegenüber einer medizinisch relevanten Information aus dem Untersuchungsobjekt zumindest annähernd invariant ist und der mindestens eine Informationswellenlängenbereich für den Nachweis der medizinisch relevanten Information vorgesehen ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel zur gleichzeitigen Beleuchtung des Untersuchungsobjektes eine im Beleuchtungsstrahlengang angeordnete, wellenlängenselektive optische Filtereinrichtung zur Filterung des gesamten, für die Beleuchtung des Untersuchungsobjektes eingestrahlten Beleuchtungslichtes aufweisen, die als Schichtenfilter ausgebildet ist, dessen Schichtenaufbau mindestens zwei schmale, als Referenz- und Informationswellenlängenbereiche dienende Transmissionsbereiche selektiert.
3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Schichtenfilter in einem Abschnitt des Beleuchtungsstrahlenganges mit parallelem Strahlverlauf angeordnet ist.

Belegexemplar

Darf nicht geändert werden

4. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel zur gleichzeitigen Beleuchtung des Untersuchungsobjektes eine wellenlängenselektive optische Filtereinrichtung zur Filterung des gesamten, für die Beleuchtung des Untersuchungsobjektes eingestrahlten Beleuchtungslichtes aufweisen, die aus kreissegmentförmigen Filterbereichen zusammengesetzt und in der Aperturebene oder einer dazu konjugierten Ebene des Beleuchtungsstrahlenganges angeordnet ist.
5. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die optische Filtereinrichtung aus benachbarten Gruppen von Filterbereichen besteht und jede Gruppe die Filterbereiche für die zu selektierenden Wellenlängenbereiche enthält.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Beleuchtungssystem eine kontinuierliche abstrahlende Beleuchtungsquelle und/oder eine Blitzbeleuchtungsquelle enthält.
7. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel zur gleichzeitigen Beleuchtung des Untersuchungsobjektes mindestens zwei verschiedenen selektierende optische Bandpassfilter aufweisen, deren selektierte Wellenlängenbereiche die Referenz- und Informationswellenlängenbereiche bilden, und dass die Bandpassfilter in getrennten beleuchtungsseitigen Teilstrahlengängen angeordnet sind, die von einer gemeinsamen Beleuchtungsquelle ausgehen und zu einem gemeinsamen beleuchtungsseitigen Strahlengang zusammengeführt sind.
8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens einer der Bandpassfilter als spektral durchstimmbarer Bandpassfilter ausgeführt ist, dessen Ansteuerung mit dem Steuerrechner verbunden ist.

9. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel zur gleichzeitigen Beleuchtung des Untersuchungsobjektes mindestens zwei, in verschiedenen Wellenlängenbereichen abstrahlende Beleuchtungsquellen aufweisen, deren Beleuchtungslicht zur Gewährleistung gleicher geometrischer Beleuchtungseigenschaften in einem gemeinsamen, auf das Untersuchungsobjekt gerichteten Beleuchtungsstrahlengang zusammengeführt ist.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass zur optimalen Ansteuerung des bildgebenden Aufzeichnungssystems Mittel zur Intensitätsabstimmung der Referenz- und Informationswellenlängenbereiche auf die Farbkanäle vorgesehen sind.
11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel zur Intensitätsabstimmung für veränderbare Intensitäten ausgelegt sind und Ansteuereinheiten aufweisen, die mit dem Steuerrechner verbunden sind, so dass die Intensitätsabstimmung zwischen den Wellenlängenbereichen während des Betriebes vornehmbar ist.
12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass als bildgebendes Aufzeichnungssystem eine Mehr-Chip-Farbkamera vorgesehen ist.
13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass als bildgebendes Aufzeichnungssystem eine Ein-Chip-Farbkamera vorgesehen ist.
14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass zur Durchführung eines Funktionsimaging mindestens eine Einrichtung zur Stimulation oder Provokation des Untersuchungsobjektes vorgesehen ist.
15. Vorrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass in dem Beleuchtungsstrahlengang ein mit dem Steuer- und

Auswerterechner in Verbindung stehender steuerbarer optischer Lichtmanipulator zur programmtechnischen Modifizierung des Intensitäts- und/oder Zeitverlaufes eines von einer Beleuchtungsquelle kommenden Primärlichtes angeordnet ist, dass die Modifizierung in zeitlich definierter Beziehung zu den Einstellungen der Beleuchtungsquelle sowie der Bildaufnahme und Bildauswertung steht, und dass ein aus dem Primärlicht durch die Modifizierung erzeugtes Sekundärlicht zur Beleuchtung und zur wahlweisen Stimulation oder Provokation des Untersuchungsobjektes vorgesehen ist.

16. Verfahren zur Erfassung von örtlichen und/oder zeitlichen medizinisch relevanten Unterschieden in anatomischen Strukturen des Auges als Untersuchungsobjekt mittels einer Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass von den anatomischen Strukturen gleichzeitig Bilder in den, zu den beleuchtungsseitig bereitgestellten Referenz- und Informationswellenlängenbereichen zugeordneten Farbkanälen aufgenommen werden, und dass aus den Bildern Sekundärbildwerte für mindestens ein störungsreduziertes Sekundärbild durch Verknüpfung der Bildwerte von in den Farbkanälen zueinander konjugierten Bildpunkten erzeugt und den anatomischen Strukturen im Bild ortsrichtig zugeordnet werden.
17. Verfahren nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens für einen Farbkanal ein über das Bild geführtes Auswertefenster bestehend aus mindestens zwei benachbarten Bildpunkten gebildet wird, deren Grauwerte vor der Erzeugung der Sekundärbildwerte durch Summation oder Mittelwertbildung zu einem Fensterwert zusammengefasst werden, und dass die Erzeugung der Sekundärbildwerte aus zueinander bezüglich ihres Fenstermittelpunktes konjugierten Fensterwerten bzw. Pixeln der Farbkanäle erfolgt.

18. Verfahren nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass das Auswertefenster gleitend und mit konjugiertem Fenstermittelpunkt zueinander über das Bild geführt wird.
19. Verfahren nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass das Auswertefenster um mehr als ein Pixel jeweils versetzt über das Bild geführt und dadurch ein bildpunktreduziertes Sekundärbild erzeugt wird.
20. Verfahren nach einem der Ansprüche 17 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass die Auswertefenster für die Farbkanäle unterschiedliche Fenstergrößen besitzen und die Erzeugung der Sekundärbildwerte aus Fensterwerten erfolgt, deren Fenstermittelpunkte zueinander konjugiert sind.
21. Verfahren nach einem der Ansprüche 17 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass die Verknüpfung der zueinander konjugierten Bildwerte der Auswertefenster oder Pixel durch Division erfolgt.
22. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 21, dadurch gekennzeichnet, dass eine Sekundärbildfolge aus nacheinander erzeugten Sekundärbildern gleicher Bildausschnitte erzeugt und zumindest temporär bis zum Ende der Auswertung gespeichert wird, wobei die Sekundärbildfolge mit Videonorm im kontinuierlichen Beleuchtungslight aber auch als Blitzfolge in einer Sitzung oder in mehreren Sitzungen mit größeren Zeitabständen erzeugt ist.
23. Verfahren nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass die zu einer Bildfolge gehörenden Sekundärbilder anhand der Versetzung und/oder Verrollung und/oder Verzerrung der Originalbilder örtlich zueinander ausgerichtet werden.
24. Verfahren nach Anspruch 22 oder 23, dadurch gekennzeichnet, dass aus den Sekundärbildfolgen Kenngrößen ermittelt werden, die Funktionen des Stoffwechsels, des Sehens oder der Mikrozirkulation oder zeitliche oder örtliche Änderungen

zwischen den Sekundärwerten einer Sekundärbildfolge beschreiben.

25. Verfahren nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, dass die Kenngrößen den anatomischen Strukturen im Originalbild zur Bildung von Funktionsbildern zugeordnet werden.
26. Verfahren nach einem der Ansprüche 22 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass mit den Sekundärbildfolgen provozierte oder stimulierte Änderungen von Stoffwechsel, des Sehens oder der Mikrozirkulation aufgezeichnet werden.
27. Verfahren nach einem der Ansprüche 22 bis 26, dadurch gekennzeichnet, dass während der Erzeugung der Sekundärbildfolgen die Referenz- und Informationswellenlängenbereiche durch manuellen Wechsel der wellenlängenselektiven optischen Filtereinrichtung oder durch die Ansteuerung der spektral durchstimmbaren Bandpassfilter geändert werden.
28. Verfahren nach einem der Ansprüche 22 bis 26, dadurch gekennzeichnet, dass während der Erzeugung der Sekundärbildfolgen die Abstimmung der Intensitäten der Referenz- und Informationswellenlängenbereiche manuell oder durch den Steuerrechner erfolgt, indem aus den Grauwerten der Farbkanäle oder aus den Sekundärbildwerten Rückkopplungssignale gebildet werden, die die Abstimmung der Intensitäten steuern und optimieren.
29. Bildgebendes Verfahren zur Erfassung von örtlichen und/oder zeitlichen medizinisch relevanten Unterschieden von anatomischen Strukturen und funktionellen Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes, das zur Bildgebung beleuchtet und wahlweise stimuliert oder provoziert wird, dadurch gekennzeichnet, dass das Untersuchungsobjekt gleichzeitig mit mindestens zwei Wellenlängenbereichen einer Beleuchtungsstrahlung beleuchtet wird, die auf je einen Farbkanal einer zur Aufnahme der Bilder dienenden Farbkamera

abgestimmt sind, wobei einer der Wellenlängenbereiche gegenüber einer medizinisch relevanten Information zumindest annähernd invariant ist und ein anderer für den Nachweis der medizinisch relevanten Information vorgesehen ist, und dass aus mindestens zwei Bildern von den anatomischen Strukturen mindestens ein Sekundärbild erzeugt wird, indem aus Bildwerten von Bildpunkten, die in den Farbkanälen zueinander konjugiert sind, Sekundärbildwerte erzeugt werden, die den anatomischen Strukturen in einem der Bilder ortsrichtig zugeordnet werden.

30. Bildgebendes Verfahren nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, dass für jeden Farbkanal ein über das Bild geführtes Auswertefenster gebildet wird, das aus mindestens zwei benachbarten Bildpunkten besteht, deren Grauwerte durch Summation oder Mittelwertbildung zu einem Fensterwert zusammengefasst werden, und dass die Erzeugung der Sekundärbildwerte aus zueinander konjugierten Fensterwerten der Farbkanäle erfolgt.

Belegexemplar
Darf nicht geändert werden

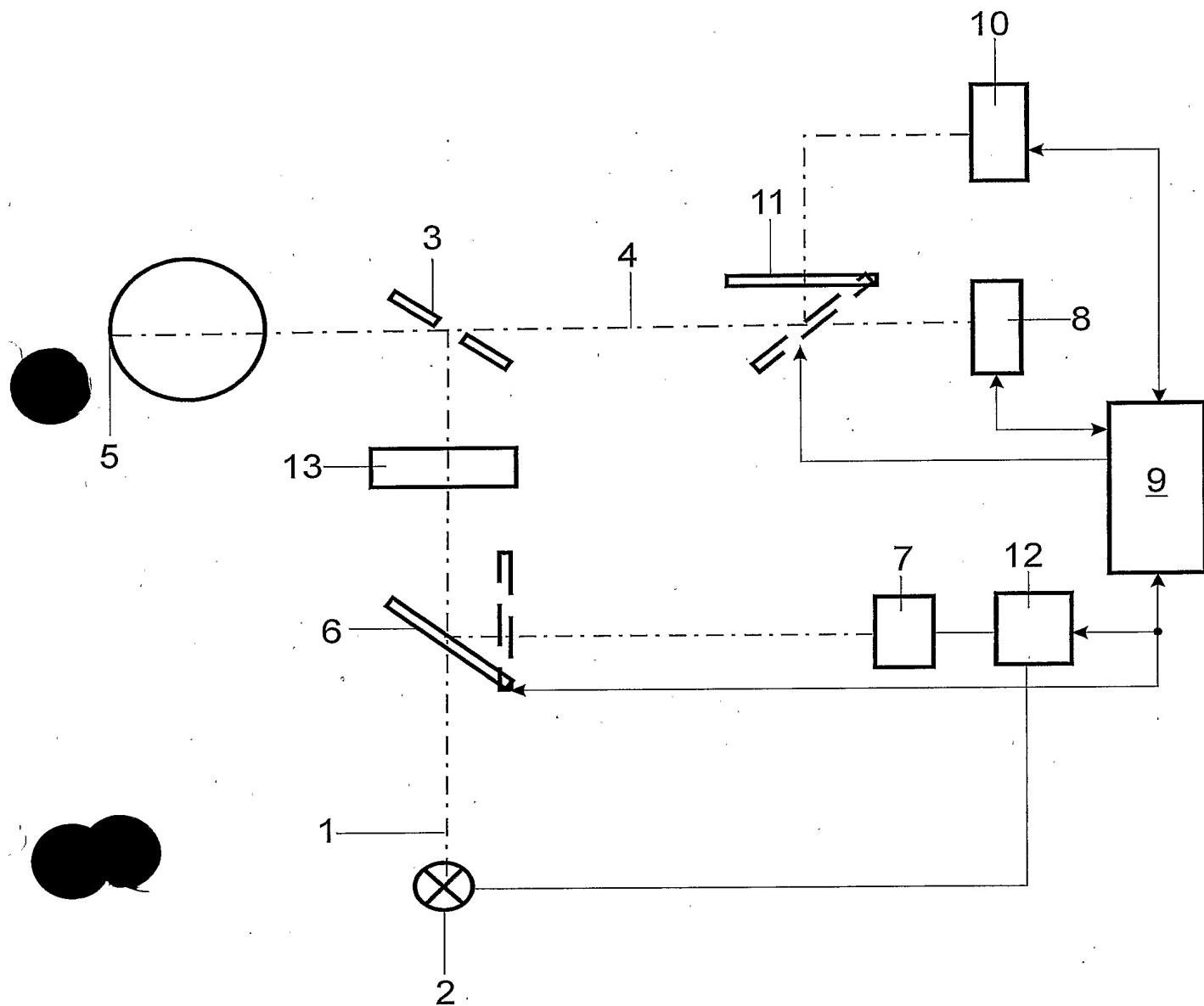


Fig. 1

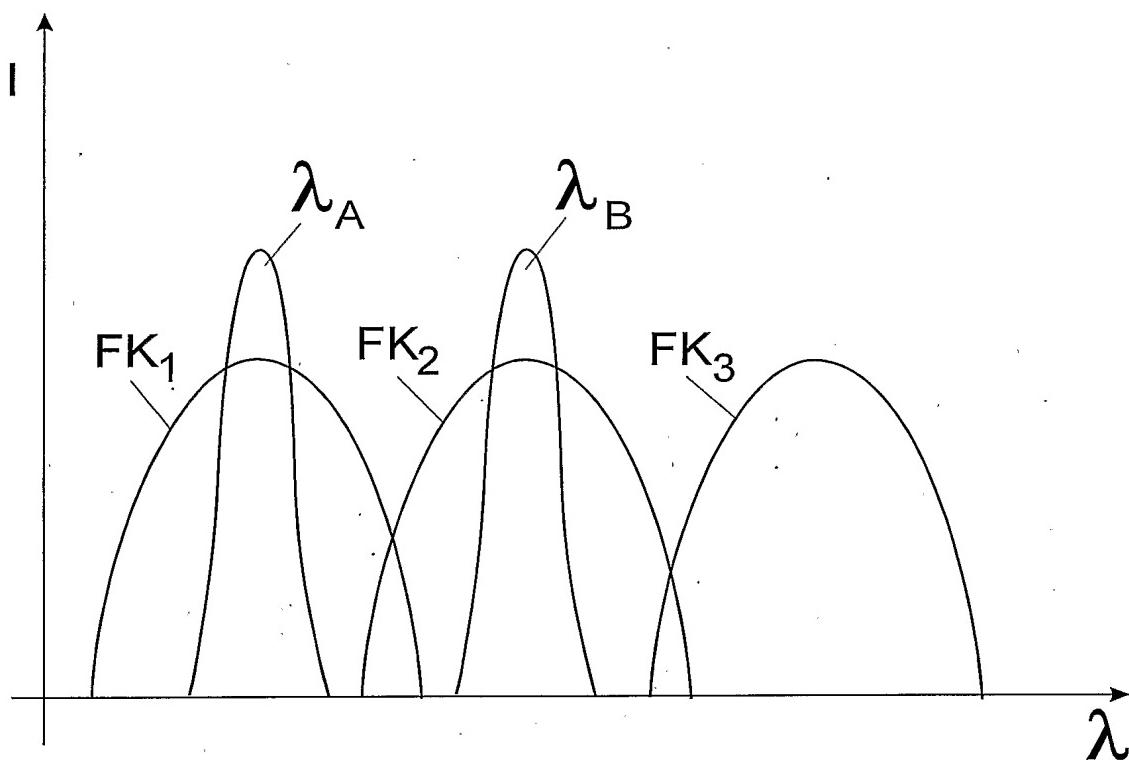


Fig. 2

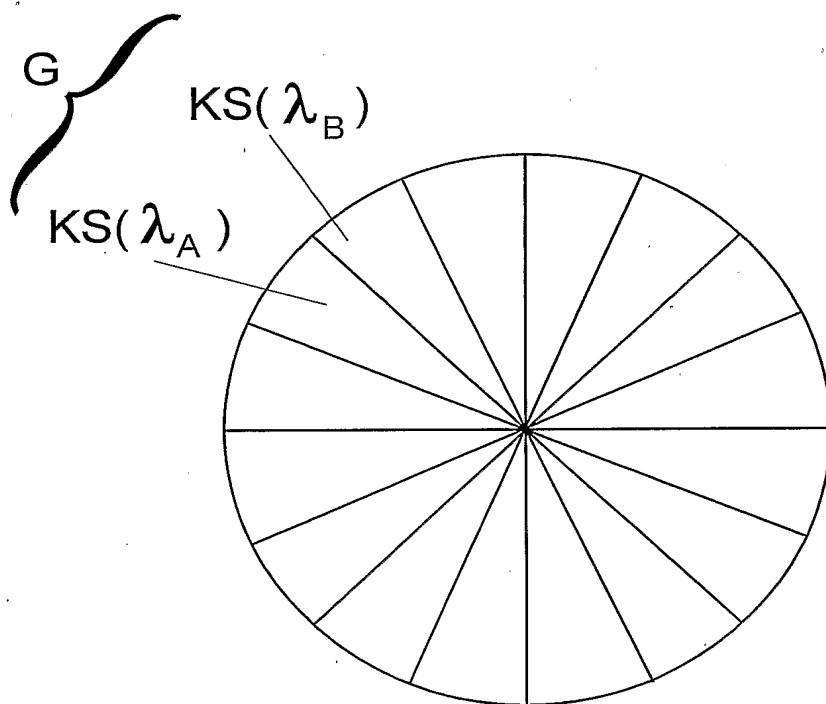


Fig. 3

Belegexemplar
Darf nicht geändert werden

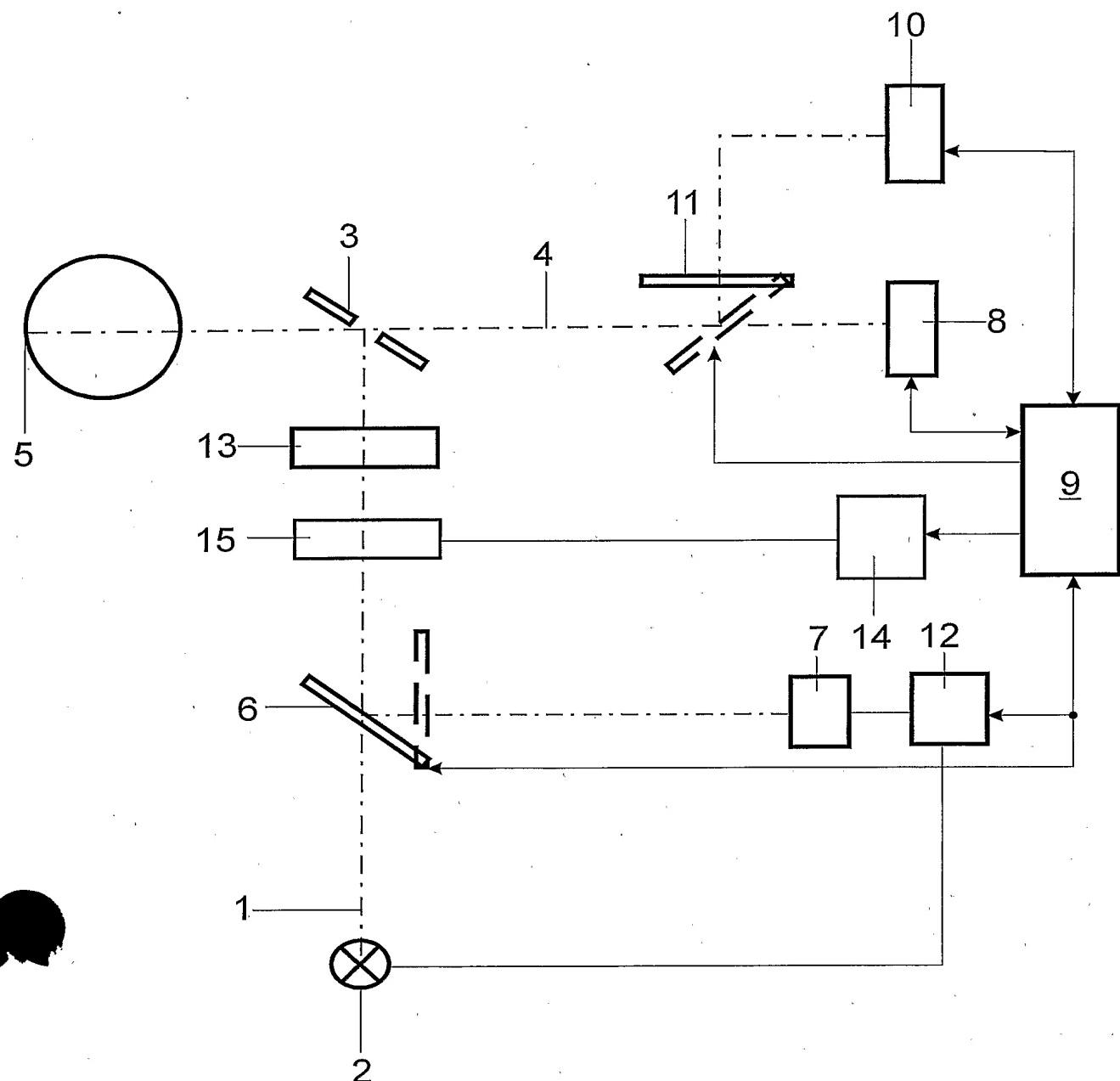


Fig. 4

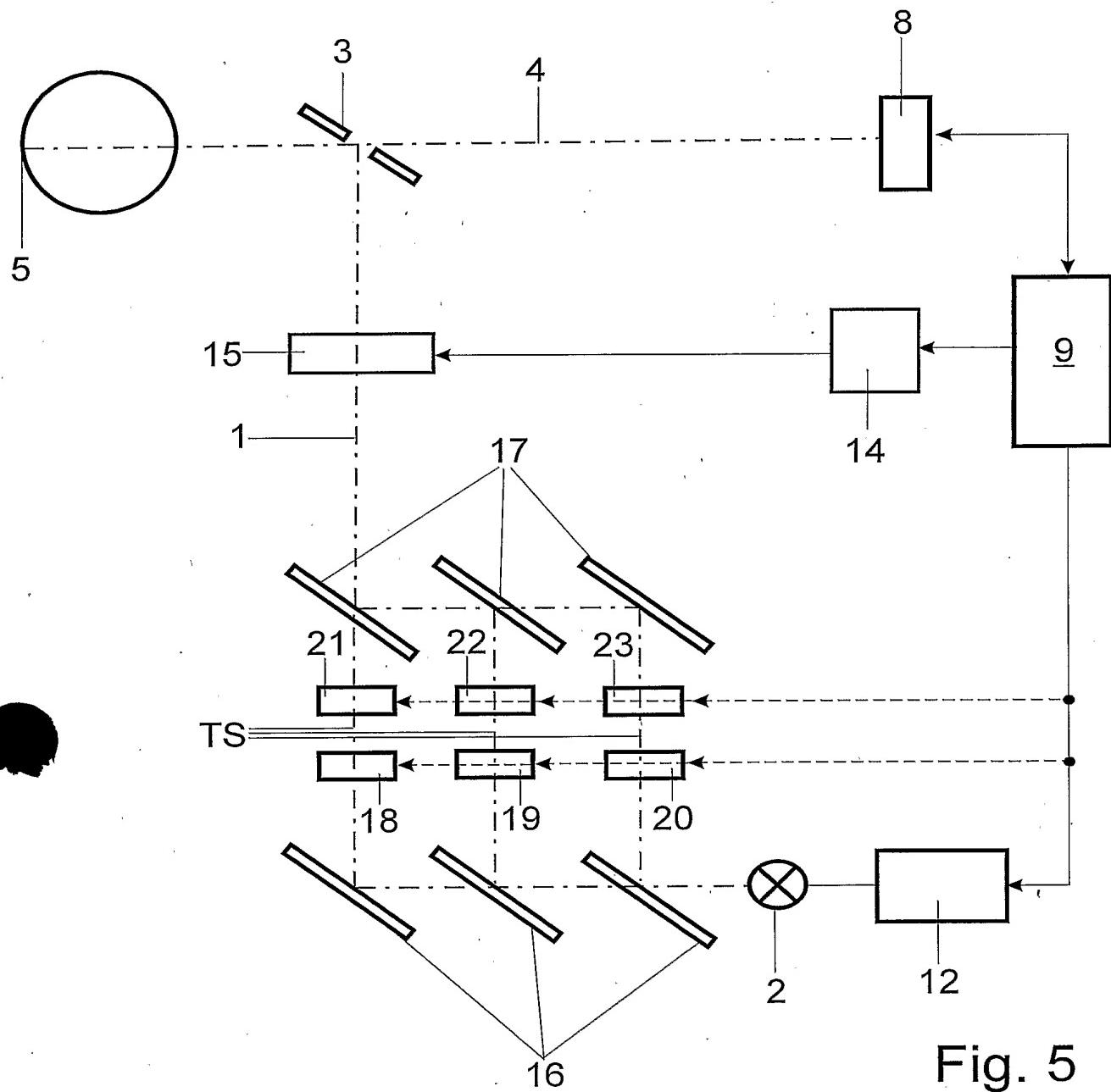


Fig. 5

Belegexemplar
Darf nicht geändert werden

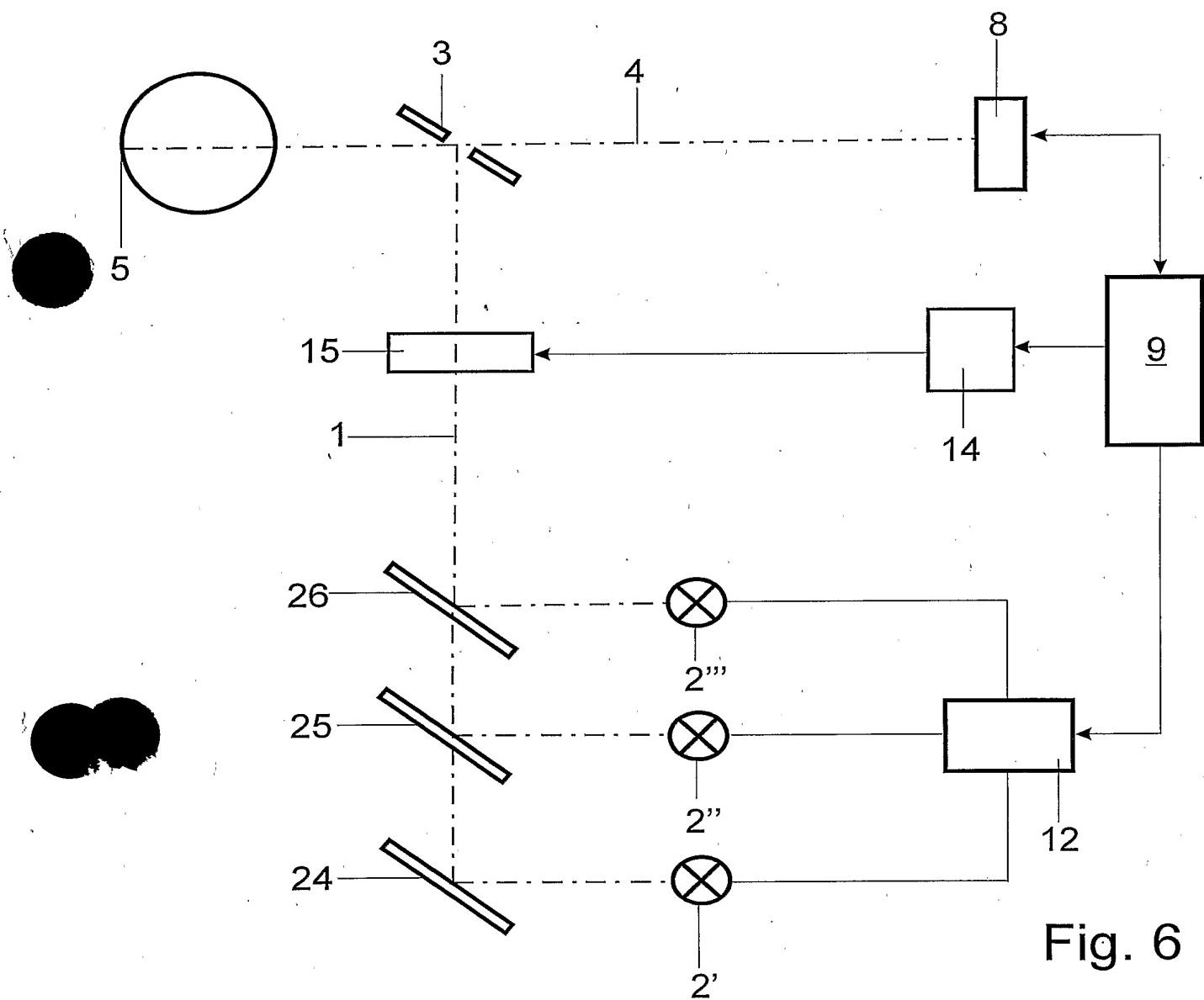


Fig. 6